



# (12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 107007287 A

(43)申请公布日 2017.08.04

(21)申请号 201710371402.6

(22)申请日 2017.05.23

(71)申请人 中国科学院电子学研究所

地址 100190 北京市海淀区北四环西路19号

(72)发明人 赵湛 刘季杭 张萌颖 杜利东 方震

(74)专利代理机构 中科专利商标代理有限责任公司 11021

代理人 任岩

(51)Int.Cl.

A61B 5/145(2006.01)

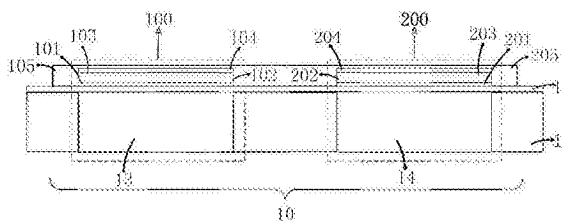
权利要求书2页 说明书7页 附图2页

## (54)发明名称

生物分子检测装置及方法

## (57)摘要

一种生物分子检测装置及方法,其中装置包括集成于同一衬底上相隔离的检测单元和参比单元,均包括依次叠置的压电薄膜、敏感层和凝胶层,其中凝胶层存储有含有待检测生物分子的组织液;两个单元的敏感层的区别仅在于检测单元的敏感层能专一性识别待检测生物分子,用于改变检测单元存储的待检测生物分子的分布;压电薄膜用于响应于待检测生物分子的分布得到频率信号;生物分子检测装置根据检测单元和参比单元得到的频率信号的差值,分析得到组织液中待检测生物分子的浓度。本发明提出的装置和方法减小了复杂的检测过程引入的噪声对检测结果的影响,极大的提高了检测精度;且由于检测单元和参比单元集成于同一衬底上,实现了芯片整体的小型化。



1. 一种生物分子检测装置,包括集成于同一衬底上相隔离的检测单元和参比单元,所述检测单元和参比单元均包括依次叠置的压电薄膜、敏感层和凝胶层,其中:

凝胶层,用于存储含有待检测生物分子的组织液;

检测单元和参比单元的敏感层的区别仅在于,所述检测单元的敏感层能专一性识别所述待检测生物分子,用于改变所述检测单元存储的组织液中待检测生物分子的分布;

压电薄膜,用于响应于所述待检测生物分子的分布,得到一频率信号;

所述生物分子检测装置根据所述检测单元和参比单元得到的频率信号的差值,分析得到所述组织液中待检测生物分子的浓度。

2. 如权利要求1所述的生物分子检测装置,其中,所述检测单元和参比单元还包括:

位于所述压电薄膜和敏感层之间的顶电极;

通过向所述顶电极施加直流电压进行离子反向电渗透,提取所述含有待检测生物分子的组织液,提取得到的所述含有待检测生物分子的组织液存储于所述凝胶层。

3. 如权利要求2所述的生物分子检测装置,其中,所述检测单元和参比单元还包括:

位于所述衬底和压电薄膜之间的底电极;

通过向所述顶电极和底电极施加交变电压引起所述压电薄膜谐振,所述压电薄膜响应于所述组织液中待检测生物分子的分布,得到频率信号。

4. 如权利要求3所述的生物分子检测装置,其中:

所述检测装置通过引出负电极和引出正电极与外部电路进行引线键合连接,所述引出正电极和引出负电极分别与所述顶电极和底电极为一体结构;

所述检测装置还包括位于所述衬底与底电极之间的衬底薄膜,用于支撑所述检测单元和参比单元。

5. 如权利要求1所述的生物分子检测装置,其中,所述检测单元的敏感层与所述待检测生物分子相匹配,包括分子印记薄膜、生物酶膜、抗原抗体薄膜或含特定DNA的薄膜。

6. 如权利要求1所述的生物分子检测装置,其中,所述衬底在所述检测单元和参比单元相对应的位置为中空结构。

7. 如权利要求1所述的生物分子检测装置,其中,所述衬底在所述检测单元和参比单元相对应的位置形成有声波反射栅结构;该声波反射栅为布拉格反射栅。

8. 如权利要求1所述的生物分子检测装置,其中,所述凝胶层的材质包括合成高分子水凝胶或天然高分子水凝胶;所述压电薄膜的材质包括无机压电材料和有机压电材料。

9. 一种生物分子检测方法,采用如权利要求1至8中任一项所述的生物分子检测装置,包括以下步骤:

步骤1、将预先提取的含有待检测生物分子的组织液存储于所述凝胶层;

步骤2、检测单元和参比单元的压电薄膜响应于所述组织液中待检测生物分子的分布,分别输出检测单元的频率信号和参比单元的频率信号;

步骤3、对所述检测单元的频率信号和参比单元的频率信号求差值,分析得到所述组织液中待检测生物分子的浓度。

10. 如权利要求9所述的生物分子检测方法,其中,所述检测单元和参比单元具有位于所述压电薄膜和敏感层之间的顶电极;

所述检测方法在步骤1之前还包括:预处理目标皮肤区域,所述检测单元和参比单元同

时接触所述目标皮肤区域,通过向所述顶电极施加直流电压进行离子反向电渗透提取所述含有待检测生物分子的组织液。

## 生物分子检测装置及方法

### 技术领域

[0001] 本发明属于生物检测领域,更具体地涉及一种生物分子检测装置及方法。

### 背景技术

[0002] 生理指标的传统检测方法包括验血和植入生物芯片等,但此些方法存在的共同缺点是有创的,对于需要长时间重复检测的患者来说是难以承受的。

[0003] 目前的多种无创检测方式中,组织液提取检测是准确度和相关性最高且相对容易实现的检测方法。这是因为组织液是人体体液的重要组成部分,组织液为人体细胞提供新陈代谢环境,其成分也最直接的反映了人体细胞的健康状态,同时组织液与血液实时进行物质交换,所以组织液中某生物分子的含量与血液中相应的生物分子含量呈现一定的比例关系。以葡萄糖为例,通过检测组织液中的葡萄糖,可间接的对应出血糖值。

[0004] 目前对组织液的提取方法主要为反向离子电渗透,但此方法的组织液提取效率低、提取的组织液含量少,且其中含有的生物待检测分子的浓度会更低,所以要想达到无创并且检测准确的目的,需要一种极为灵敏的检测方式。

[0005] 而目前对组织液的检测方式主要包括:电化学传感器和声表面波器件,其中,电化学传感器采用酶进行检测,而酶的本质为蛋白质,因此采用电化学传感器进行检测存在以下问题:1、酶的活性容易受环境影响,灵敏度及寿命均不稳定,且检测结果容易受到组织液中尿酸和抗坏血酸等物质的影响;2、检测过程涉及酶的催化氧化、电化学反应、电子转移等多个间接过程,因此准确性、鲁棒性、响应时间和检测限都容易受影响。声表面波器件利用聚合物作为敏感层材料进行检测,但其同样存在电化学传感器检测时存在的问题,且其检测体系仅适用于液体环境的检测,声表面波器件的灵敏度较低。

### 发明内容

[0006] 基于以上问题,本发明的主要目的在于提出一种生物分子检测装置及方法,用于解决以上技术问题的至少之一。

[0007] 为了实现上述目的,作为本发明的一个方面,本发明提出一种生物分子检测装置,包括集成于同一衬底上相隔离的检测单元和参比单元,检测单元和参比单元均包括依次叠置的压电薄膜、敏感层和凝胶层,其中:

[0008] 凝胶层,用于存储含有待检测生物分子的组织液;

[0009] 检测单元和参比单元的敏感层的区别仅在于,检测单元的敏感层能专一性识别待检测生物分子,用于改变检测单元存储的组织液中待检测生物分子的分布;

[0010] 压电薄膜,用于响应于待检测生物分子的分布,得到一频率信号;

[0011] 生物分子检测装置根据检测单元和参比单元得到的频率信号的差值,分析得到组织液中待检测生物分子的浓度。

[0012] 在本发明的一些实施例中,上述检测单元和参比单元还包括:

[0013] 位于压电薄膜和敏感层之间的顶电极;

[0014] 通过向顶电极施加直流电压进行离子反向电渗透,提取含有待检测生物分子的组织液,提取得到的含有待检测生物分子的组织液存储于凝胶层。

[0015] 在本发明的一些实施例中,上述检测单元和参比单元还包括:

[0016] 位于衬底和压电薄膜之间的底电极;

[0017] 通过向顶电极和底电极施加交变电压引起压电薄膜谐振,压电薄膜响应于组织液中待检测生物分子的分布,得到频率信号。

[0018] 在本发明的一些实施例中,上述检测装置通过引出负电极和引出正电极与外部电路进行引线键合连接,该引出正电极和引出负电极分别与顶电极和底电极为一体结构。

[0019] 在本发明的一些实施例中,上述检测装置还包括位于衬底与底电极之间的衬底薄膜,用于支撑检测单元和参比单元。

[0020] 在本发明的一些实施例中,上述检测单元的敏感层与待检测生物分子相匹配,包括分子印记薄膜、生物酶膜、抗原抗体薄膜或含特定DNA的薄膜。

[0021] 在本发明的一些实施例中,上述衬底在检测单元和参比单元相对应的位置为中空结构。

[0022] 在本发明的一些实施例中,上述衬底在检测单元和参比单元相对应的位置形成有声波反射栅结构;该声波反射栅为布拉格反射栅。

[0023] 在本发明的一些实施例中,上述凝胶层的材质包括合成高分子水凝胶或天然高分子水凝胶。

[0024] 在本发明的一些实施例中,上述压电薄膜的材质包括无机压电材料和有机压电材料。

[0025] 为了实现上述目的,作为本发明的另一个方面,本发明还提出一种生物分子检测方法,采用上述的生物分子检测装置,包括以下步骤:

[0026] 步骤1、将预先提取的含有待检测生物分子的组织液存储于凝胶层;

[0027] 步骤2、检测单元的敏感层专一性识别组织液中的待检测生物分子,并改变待检测生物分子的分布;

[0028] 步骤3、对检测单元的频率信号和参比单元的频率信号求差值,分析得到组织液中待检测生物分子的浓度。

[0029] 在本发明的一些实施例中,上述检测单元和参比单元具有位于压电薄膜和敏感层之间的顶电极;

[0030] 生物分子检测方法在步骤1之前还包括:预处理目标皮肤区域,检测单元和参比单元同时接触目标皮肤区域,通过向顶电极施加直流电压进行离子反向电渗透提取含有待检测生物分子的组织液。

[0031] 本发明提出的生物分子检测装置及方法,具有以下有益效果:

[0032] 1、由于检测单元和参比单元的区别仅在于敏感层,而敏感层的区别仅在于是否能专一性识别待检测生物分子,因此两个单元得到的最终的频率信号的差值仅为由待检测生物分子引起的,因此通过对两个频率信号求差可分析得到组织液中待检测生物分子的浓度,此装置和方法减小了复杂的检测过程引入的噪声对检测结果的影响,从而极大的提高了检测精度;且由于检测单元和参比单元集成于同一衬底上,因此实现了芯片整体的小型化;

[0033] 2、本发明利用压电薄膜响应的频率信号的改变量来表征待检测生物分子的浓度，因此只需要提取微量的组织液，既可保证人体安全，又可使能专一性识别待检测生物分子的敏感层不易饱和，从而能够实现免脱附，多次重复利用；又由于采用能专一性识别待检测生物分子的敏感层替代电化学方式中的生物酶，因此可提供比较高的专一性，且可增强检测装置的鲁棒性，延长使用寿命；

[0034] 3、由于本发明的检测装置及其检测方法只需要两个上下垂直相对的电极，与传统的差分结构的电化学方法相比，平面二维空间上节省了两个电极的位置，需要的离子反向电渗透的组织液也节省了一倍；

[0035] 4、由于本发明检测装置的特殊设计，将反向离子电渗透应用于生物分子的无创检测技术中，可以发挥反向离子电渗透无创提取组织液的优点，又由于检测装置即薄膜体声波谐振器，其对力学物理量如压力、粘滞力等很强的敏感性，可弥补反向离子电渗透提取组织液的低效率，从而有效的缩短响应时间；

[0036] 5、本发明的生物分子检测装置，可根据检测环境和要求的不同选择衬底在检测单元和参比单元相对应的位置为中空结构的检测装置，则由于其中的中空结构实质上相当于谐振空腔，因此精度和灵敏度容易达到更优；

[0037] 6、本发明的生物分子检测装置，可根据检测环境和要求的不同选择衬底在检测单元和参比单元相对应的位置形成有声波反射栅结构的检测装置，因此相当于声波反射层实心结构，因此稳定性和重复性容易达到更优。

## 附图说明

[0038] 图1是本发明一实施例提出的生物分子检测装置的横向截面图；

[0039] 图2是本发明一实施例提出的生物分子检测装置的结构示意图；

[0040] 图3是本发明另一实施例提出的生物分子检测装置的横向截面图；

[0041] 图4是本发明另一实施例提出的生物分子检测装置的结构示意图。

## 具体实施方式

[0042] 为使本发明的目的、技术方案和优点更加清楚明白，以下结合具体实施例，并参照附图，对本发明作进一步的详细说明。

[0043] 为了尽可能的避免多个间接过程对检测结果准确性的影响，可采用差分结构，即应用分布在两个芯片上的声表面波器件作为检测组和参比组进行工作。但声表面波器件的机械波主要是通过压电薄膜的表面传播的，这也就导致两个声表面波器件不能很近的集成在一个Si基底上，否则差分结构的两个声表面波器件工作时会相互干扰，而这会对最后的差频处理及检测结果带来严重影响，因此多个声表面波器件的差分结构不易集成。

[0044] 而薄膜体声波谐振器(Film Bulk Acoustic Resonator, FBAR)是一种采用薄膜和微纳加工技术制作的高频谐振器，通过压电薄膜的逆压电效应将电能转换成声波而形成谐振，当薄膜谐振区域环境中的质量、密度、黏度等物理量发生变化时，FBAR的谐振频率会发生偏移，再利用外围射频(RF)振荡电路可检测出这个偏移从而实现对环境质量、密度、黏度等物理量的检测。FBAR由于体积小、成本低、品质因数(Q)高、频率高(可达1-10GHz)、对待测物灵敏度高、与集成电路(IC)技术兼容等特点，近些年已经应用在气体传感器和生物传感

器等众多领域。

[0045] 本发明公开了一种生物分子检测装置,包括集成于同一衬底上相隔离的检测单元和参比单元,检测单元和参比单元均包括依次叠置的压电薄膜、敏感层和凝胶层,其中:

[0046] 凝胶层,用于存储含有待检测生物分子的组织液;

[0047] 检测单元和参比单元的敏感层的区别仅在于,检测单元的敏感层能专一性识别待检测生物分子,用于改变检测单元存储的组织液中待检测生物分子的分布;

[0048] 压电薄膜,用于响应于待检测生物分子的分布,得到一频率信号;

[0049] 生物分子检测装置根据检测单元和参比单元得到的频率信号的差值,分析得到组织液中待检测生物分子的浓度。

[0050] 其中,检测单元和参比单元接触的待检测环境完全相同。

[0051] 由于本发明中检测单元和参比单元的区别仅在于敏感层,而敏感层的区别仅在于是否能专一性识别待检测生物分子,因此两个单元得到的最终的频率信号的差值仅为由待检测生物分子引起的,因此通过对两个频率信号求差可分析得到组织液中待检测生物分子的浓度,此装置和方法减小了复杂的检测过程引入的噪声对检测结果的影响,从而极大的提高了检测精度;且由于检测单元和参比单元集成于同一衬底薄膜上,因此实现了芯片整体的小型化。又由于采用能专一性识别待检测生物分子的敏感层替代电化学方式中的生物酶,因此可提供比较高的专一性,且可增强检测装置的鲁棒性,延长使用寿命。

[0052] 在本发明的一些实施例中,衬底薄膜为氧化硅或氮化硅或氧化氮化混合绝缘层。

[0053] 在本发明的一些实施例中,上述检测单元和参比单元还包括:

[0054] 位于压电薄膜和敏感层之间的顶电极;

[0055] 通过向顶电极施加直流电压进行离子反向电渗透提取含有待检测生物分子的组织液,提取得到的含有待检测生物分子的组织液存储于凝胶层。

[0056] 凝胶层既可提供很好的黏附力又可以储存提取好的组织液。在两个离子电渗透电极上交替施加等时长等大小的直流电,例如以a为正极b为负极在前半周期内施加直流电,然后反转电极以a为负极以b为正极在后半周期内施加等大小直流电,如此重复持续一定时间来提供正负交替的方波电流,这样可提高离子反向电渗透的效率同时保证了离子电渗透两个电极上提取相同量的组织液。

[0057] 顶电极为溅射在压电薄膜上的金属薄膜,该金属材料可以是金或铂等金属导电材料,也可以由碳纳米管薄膜或者其他高导电性能的材料组成,顶电极还可以是上述一种或者多种材料复合而成。

[0058] 在本发明的一些实施例中,上述凝胶层的材质包括合成高分子水凝胶或天然高分子水凝胶。

[0059] 在本发明的一些实施例中,上述检测单元和参比单元还包括:

[0060] 位于衬底和压电薄膜之间的底电极;

[0061] 通过向顶电极和底电极施加交变电压引起压电薄膜谐振,压电薄膜响应于组织液中待检测生物分子的分布,得到最终的频率信号。

[0062] 上述底电极的材质为高电导率金属材料。

[0063] 因此,由于本实施例利用压电薄膜响应的频率信号的改变量来表征待检测生物分子的浓度,因此只需要提取微量的组织液,既可保证人体安全,又可使能专一性识别待检测

生物分子的敏感层难以饱和,所以能够实现免脱附,多次重复利用。

[0064] 在本发明的一些实施例中,上述压电薄膜的材质包括无机压电材料和有机压电材料,例如可以为ZnO或者AlN等压电材料,通过溅射或者沉积工艺生长在底电极上,或者生长沿c轴取向或者与c轴形成一定倾斜夹角。

[0065] 在本发明的一些实施例中,上述检测装置还包括位于衬底与底电极之间的衬底薄膜,用于支撑检测单元和参比单元。

[0066] 在本发明的一些实施例中,上述检测装置通过引出负电极和引出正电极与外部电路进行引线键合连接,该引出正电极和引出负电极分别与顶电极和底电极为一体结构。

[0067] 在本发明的一些实施例中,上述检测装置中的衬底在检测单元和参比单元相对应的位置为中空结构;该中空结构即为谐振空腔,该谐振空腔的存在可以使精度和灵敏度更容易达到最优。其中,衬底可以为单晶硅片。

[0068] 在本发明的一些实施例中,上述检测装置中的衬底在检测单元和参比单元相对应的位置形成有声波反射栅结构;该声波反射栅为布拉格反射栅。通过将声阻抗失配度大的镜面反射层和硅层交叠生长,可使谐振尽可能集中在压电薄膜区域,从而减少声波损失,提高Q值。

[0069] 在本发明的一些实施例中,上述检测单元的敏感层与待检测生物分子相匹配。即可根据待检测生物分子的不同选择使用不同的能专一性识别待检测生物分子的敏感层,该敏感层是具有生物分子选择识别特性的聚合物薄膜,即为分子印迹薄膜。利用印迹分子与聚合物单体聚合过程产生分子记忆,当印迹分子除去后,聚合物中形成了与印迹分子空间构型相匹配的多重作用点的空穴。分子印迹薄膜拥有高的灵敏度、专一性、鲁棒性和相对较长的使用寿命。以葡萄糖分子为例选择葡萄糖分子印迹聚合物薄膜,利用电镀的方式将葡萄糖印迹高分子胶束沉积在顶电极上,通过调节电镀电压、电流、时间等参数在纳米尺度上精确地控制敏感层的厚度和质量。分子印记薄膜可以根据待测分子的不同性质选择性更换为生物酶膜,抗原抗体薄膜,含特定DNA薄膜等专一性选择识别捕获薄膜。

[0070] 为了实现上述目的,作为本发明的另一个方面,本发明提出一种生物分子检测方法,采用上述的生物分子检测装置,包括以下步骤:

[0071] 步骤1、将预先提取的含有待检测生物分子的组织液存储于凝胶层;

[0072] 步骤2、检测单元的敏感层专一性识别组织液中的待检测生物分子,并改变待检测生物分子的分布;

[0073] 步骤3、对检测单元的频率信号和参比单元的频率信号求差值,分析得到组织液中待检测生物分子的浓度。

[0074] 在本发明的一些实施例中,上述检测单元和参比单元具有位于压电薄膜和敏感层之间的顶电极;

[0075] 步骤1之前还包括:预处理目标皮肤区域,检测单元和参比单元同时接触目标皮肤区域,通过向顶电极施加直流电压进行离子反向电渗透提取含有待检测生物分子的组织液。

[0076] 在本发明的一些实施例中,提出一种生物分子检测方法,具体为:首先通过预处理来提高皮肤的通透性,随后将上述的生物分子检测装置中的凝胶层贴在预处理皮肤区域,在两个单元的顶电极上施加适当大小的直流电压进行反向离子电渗透,一定时间内无创提



取组织液,则提取的组织液存储于凝胶层中,随后将生物分子检测装置脱离皮肤。在检测单元和参比单元的顶电极和底电极施加交变电压引起压电薄膜谐振。在全过程中组织液的各成分会在凝胶层中自由扩散。在待检测分子扩散运动过程中会被分子印迹薄膜(能专一性识别待检测生物分子的敏感层)识别并固定最终达到平衡,引起谐振区域(压电薄膜)力学物理量的变化,而谐振频率改变量与其负载力学量成线性关系,从而利用频率改变量间接地定量表达出待检测分子的浓度信息。最后根据检测单元与参比单元的频率差值,排除环境中温度、水等与待检测分子无关的干扰因素变化引起检测噪声,得到更加准确的待检测信息。生物分子检测装置可以在分子印迹薄膜没有达到饱和时连续使用,以频率改变量的信息对应生物分子浓度。

[0077] 在本发明的一些实施例中,在无创提取组织液前需要对目标皮肤区域进行预处理,将目标皮肤区域经一定时间的化学促渗法、超声促渗法、电穿孔法、真空负压法等其中一种方法作用或者两种以及两种以上的方法协同处理,来提高皮肤对于组织液及组织液中待测分子的通透性,以促进随后的离子反向电渗透可以短时间内高效的提取人体组织液。

[0078] 在本发明的一些实施例中,提取组织液时可利用电极上的凝胶层贴在预处理好的皮肤区域上,凝胶层既可提供很好的黏附力又可以储存提取好的组织液。在两个离子电渗透电极上交替施加等时长等大小的直流电,例如以a为正极b为负极在前半周期内施加直流电,然后反转电极以a为负极以b为正极在后半周期内施加等大小直流电,如此重复持续一定时间来提供正负交替的方波电流,这样可提高离子反向电渗透的效率同时保证了离子电渗透两个电极上提取相同量的组织液。(离子反向电渗透)离子反向电渗透一定时间之后需将凝胶层脱离皮肤,此时凝胶层组织液中的各种生物分子,例如葡萄糖、抗原抗体、DNA和某些蛋白质等会随着水分子在凝胶层中进行自由扩散,在一定时间内生物分子自由扩散达到静态平衡,所以理论上此时凝胶层中的生物分子分布是均匀的。

[0079] 本发明提出的生物分子检测装置及方法,其检测原理为:由于检测单元的敏感层具有能专一性识别待检测生物分子的功能,因此根据扩散理论推导可知待检测分子顺浓度梯度扩散并在敏感层中富集。专一性识别的压电薄膜,当没有生物分子富集在敏感层中时,其拥有某定值谐振频率,当水分子和待检测分子吸附在敏感层中时,压电薄膜的力学量发生改变,例如压力、粘滞力或介质密度等。因此压电薄膜的谐振频率会发生偏移,这个频移量值对应于压电薄膜的负载变化。这也称之为FBAR响应。

[0080] 利用参数完全相同的检测单元和参比单元,在检测单元的顶电极上修饰能专一性识别待检测生物分子的敏感层,在参比单元的顶电极上修饰不能专一性识别待检测生物分子的相同材质的敏感层,让两个敏感层在相同环境下接触含相同量组织液的凝胶层,两个单元的压电薄膜的谐振频率都会发生偏移,但他们的偏移量大小会有所差异,这个差异量仅取决于待检测分子的浓度,因此可以利用这两个偏移量差值来定量表征待检测分子浓度。

[0081] 以下通过具体实施例对本发明提出的生物分子检测装置及方法进行详细说明。

[0082] 实施例1

[0083] 如图1~2所示,本实施例提出一种生物分子检测装置10,包括检测单元100和参比单元200,该检测单元100和参比单元200相隔离的集成于同一衬底11和同一衬底薄膜12上,如图1所示,其中,

[0084] 衬底11在检测单元100和参比单元200相对应的位置具有两个谐振空腔13和14;

[0085] 检测单元100包括依次叠置的第一底电极101、第一压电薄膜102、第一顶电极103、能专一性识别待检测生物分子的敏感层104、第一凝胶层105、第一引出顶电极106和第一引出底电极107;

[0086] 参比单元200包括依次叠置的第二底电极201、第二压电薄膜202、第二顶电极203、不能专一性识别待检测生物分子的敏感层204、第二凝胶层205、第二引出顶电极206和第二引出底电极207。

[0087] 其中第一凝胶层105和第二凝胶层205相融为一体。

[0088] 该生物分子检测装置10即为一薄膜体声波谐振器,如图2所示,通过第一引出顶电极106和第一引出底电极107、第二引出顶电极206和第二引出底电极207与外部电路进行引线键合连接。且第一引出顶电极106与第一顶电极103、第二引出顶电极206与第二顶电极203、第一引出底电极107与第一底电极101、第二引出底电极207与第二底电极201分别为一体结构。

[0089] 将生物分子检测装置10的凝胶层105和205贴合预先处理的皮肤,向第一顶电极103和第二顶电极203施加适当大小的直流电压进行反向离子电渗透,一定时间内无创提取组织液,提取的组织液存储于凝胶层105和205,随后将生物分子检测装置10脱离皮肤,完成组织液的提取。

[0090] 向顶电极103、203和底电极101、201施加交变电压,使得第一压电薄膜102和第二压电薄膜202谐振,则组织液在凝胶层105和205中自由扩散,在自由扩散运动过程中会被能专一性识别待检测生物分子的敏感层104识别并固定,从而使得第一压电薄膜102的力学物理量发生变化,进一步使得第一压电薄膜102的谐振频率发生变化,则根据第一压电薄膜102和第二压电薄膜202谐振频率的差值,即可间接的定量表达出组织液中待检测分子的浓度信息。

[0091] 实施例2

[0092] 如图3~4所示,本实施例提出一种生物分子检测装置,其结构与实施例1中的生物分子检测装置基本相同,区别仅在于,本实施例中的基底层11在检测单元100和参比单元200相对应的位置具有两个布拉格光栅结构15和16,从而使谐振尽可能集中在FBAR的谐振区,减少声波损失,从而提高Q值。

[0093] 以上所述的具体实施例,对本发明的目的、技术方案和有益效果进行了进一步详细说明,应理解的是,以上所述仅为本发明的具体实施例而已,并不用于限制本发明,凡在本发明的精神和原则之内,所做的任何修改、等同替换、改进等,均应包含在本发明的保护范围之内。

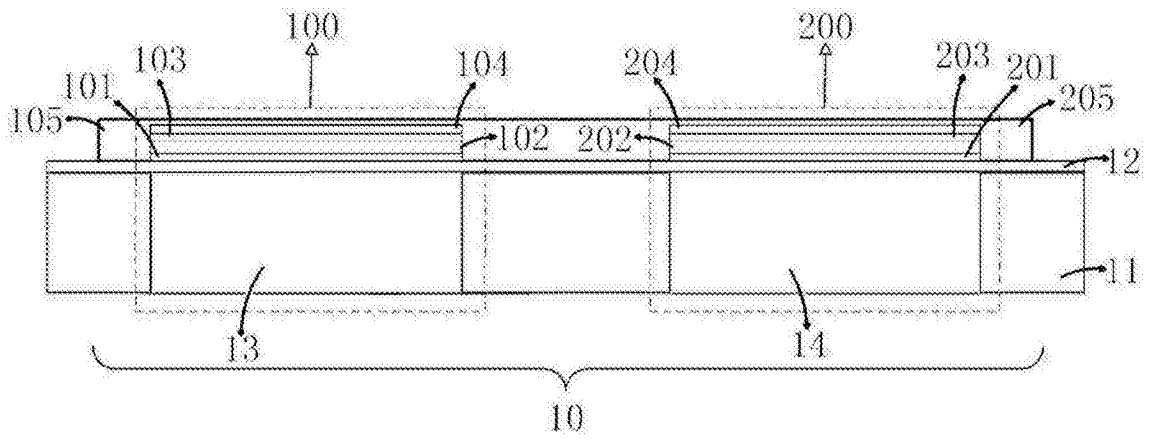


图1

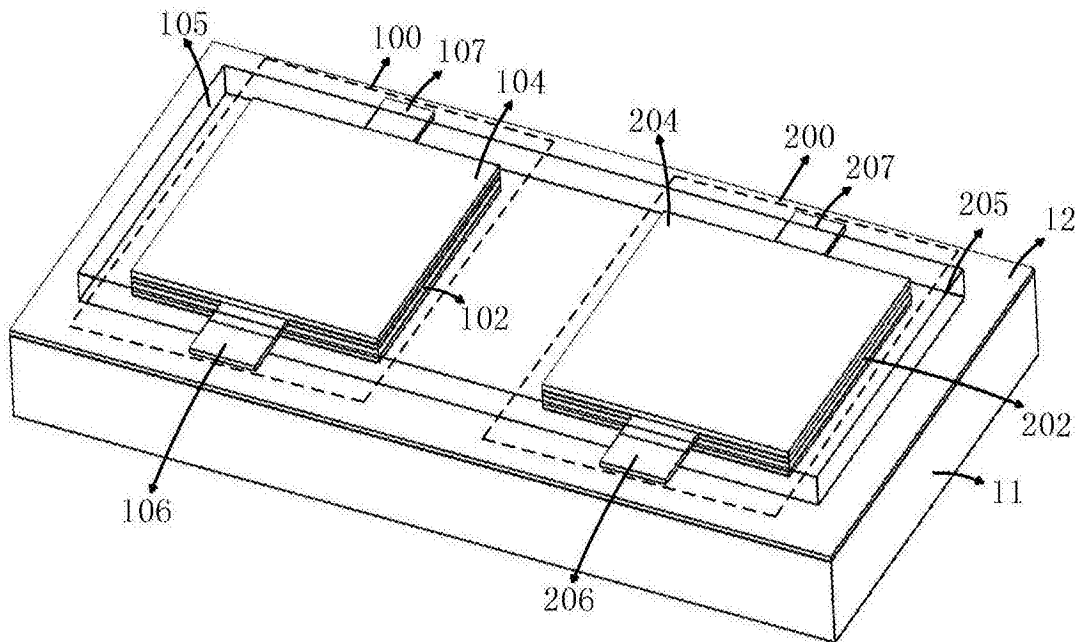


图2

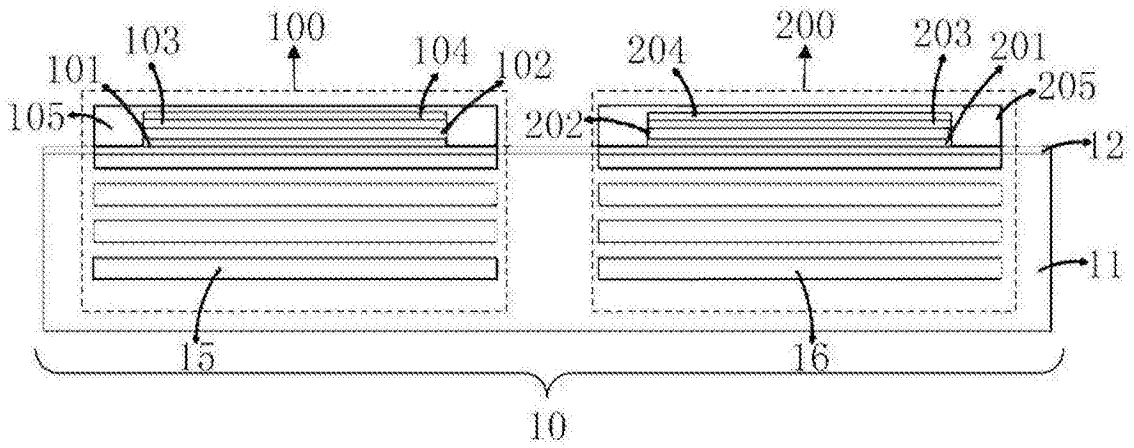


图3

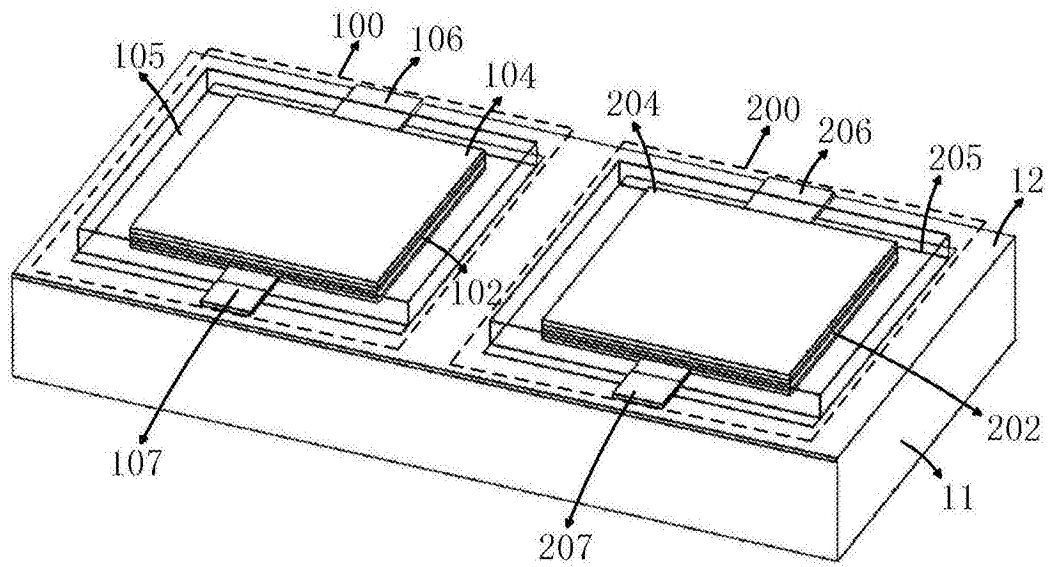


图4